

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 779 853

②1 N° d'enregistrement national : 98 07371

⑤1 Int Cl<sup>6</sup> : G 06 T 15/00 // G 03 B 42/02, A 61 B 6/00

⑫ DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 11.06.98.

③0 Priorité :

⑦1 Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS SA Société  
anonyme — FR.

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 17.12.99 Bulletin 99/50.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑦2 Inventeur(s) : VAILLANT REGIS, LAUNAY  
LAURENT, ROMEAS RENE et TROUSSET YVES.

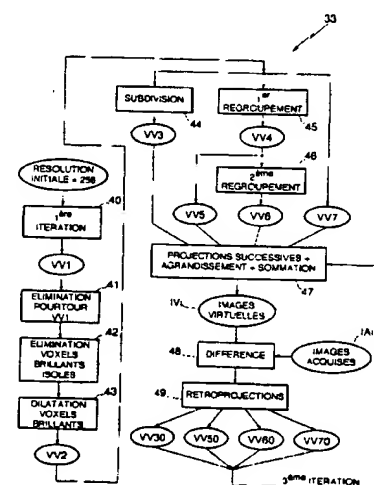
⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑤4 PROCÉDE DE RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE TRIDIMENSIONNELLE D'UN OBJET, EN PARTICULIER  
UNE IMAGE TRIDIMENSIONNELLE ANGIOGRAPHIQUE.

⑤7 Le procédé comprend un étalonnage de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel entourant l'objet et décomposé en voxels  $V_i$ , une acquisition dudit ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées, et une reconstruction 3D de l'image tridimensionnelle à partir des images bidimensionnelles projetées acquises et d'un algorithme itératif de reconstruction algébrique d'image. On effectue une première itération de l'algorithme avec une résolution d'image initiale prédéterminée de façon à obtenir à l'issue de cette première itération des premières valeurs de densités pour les voxels dudit volume  $VV_1$ , on subdivise 44 une partie au moins  $VV_2$  desdits voxels du volume virtuel en plusieurs ensembles  $VV_3, VV_5, VV_6, VV_7$  correspondant respectivement à des résolutions d'images différentes multiples ou sous-multiples de la résolution initiale, et au sein de chaque itération suivante de l'algorithme, on applique successivement ledit algorithme à partir de chacun desdits ensembles de voxels.



FR 2 779 853 - A1



BEST AVAILABLE COPY

**Procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle d'un objet, en particulier une image tridimensionnelle angiographique.**

L'invention concerne la reconstruction d'une image tridimensionnelle d'un objet à partir d'un ensemble d'images projetées bidimensionnelles dudit objet obtenues pour différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet.

5 Elle trouve une application particulièrement intéressante dans le domaine médical dans lequel on procède à la reconstruction des structures internes de patient sous examen, en particulier la reconstruction d'images angiographiques, c'est-à-dire l'obtention d'images d'arbres vasculaires opacifiés par injection d'un produit de contraste.

10 L'invention peut trouver néanmoins des applications dans d'autres domaines, notamment dans le contrôle non destructif industriel dans lequel des examens du même type que les examens médicaux sont pratiqués.

15 Dans le domaine médical, les images projetées bidimensionnelles de l'objet, par exemple la tête d'un patient, sont généralement obtenues par la rotation d'un appareil de prises de vues à rayons X tournant autour de l'objet.

Il existe essentiellement deux types d'algorithmes de reconstruction en imagerie par rayons X.

20 Un premier type prévoit un calcul de rétroprojection et de filtrage ou encore une reconstruction par transformée de Fourier à plusieurs dimensions.

25 Un deuxième type, celui qui est concerné par l'invention, concerne les méthodes itératives de reconstruction dites encore algébriques. Le principe d'un tel algorithme algébrique est parfaitement

connu de l'homme du métier et a fait déjà l'objet de nombreuses publications. On citera notamment l'article de GORDON, BENDER, et HERMAN intitulé "Algebraic reconstruction technic for three dimensional electron microcopy and X ray photography", Journal THEO. BIOL. 29, pages 471 à 781 (1970), ou bien l'ouvrage de Anil K. JAIN intitulé "Fondamentals of digital image processing" Prentice Hall information and system sciences series, Thomas Kailath Series Edition, ou encore les demandes de brevets français n° 89 03606 ou n° 89 16906.

En bref, après un étalonnage de l'appareil utilisé pour déterminer notamment les paramètres de la projection dans les plans de projection des images acquises, d'un volume observé décomposé en éléments volumiques élémentaires ou voxels (ces paramètres d'étalonnage formant des matrices de projection), l'algorithme de reconstruction algébrique d'image est utilisé pour reconstruire le volume tridimensionnel à partir de ces images projetées bidimensionnelles. Le principe de base de cet algorithme est d'initialiser les voxels du volume à une valeur initiale prédéterminée, par exemple une valeur nulle, et d'itérer un certain nombre de fois les opérations suivantes : projection des voxels dans le plan de chaque image acquise de façon à obtenir une image virtuelle, détermination de la différence entre le volume projeté (image virtuelle) et l'image acquise correspondante puis rétroprojection de cette différence dans le volume. Après un certain nombre d'itérations, on obtient pour chaque voxel une valeur estimée représentative de la densité de produit de contraste injecté dans les vaisseaux radiographiés ce qui permet de visualiser en trois dimensions la cartographie de ces vaisseaux radiographiés.

Les images acquises ont généralement une résolution égale à 512, c'est-à-dire qu'elles comportent 512 lignes et 512 colonnes de pixels. Si l'on appliquait l'algorithme de reconstruction d'images sur la totalité des images acquises, on obtiendrait un traitement s'effectuant sur environ 128 millions de voxels, ce qui est un nombre beaucoup trop élevé et de toutes façons pas très utile car les structures vasculaires que l'on souhaite généralement visualiser occupent typiquement environ 2% du volume virtuel.

Aussi, il a été proposé de diminuer la valeur de résolution des

images acquises de façon, en effectuant des moyennes de quatre pixels, à se ramener à une résolution de valeur 256, ce qui conduit à une réduction du volume virtuel. Après une première itération de l'algorithme effectuée sur chaque image, on obtient déjà une première représentation grossière de la localisation des objets d'intérêt, ce qui permet de sélectionner, pour les itérations suivantes, un sous-ensemble de  $p$  voxels et d'éliminer les autres. Chacun de ces  $p$  voxels restants sont alors subdivisés en 8, de façon à ce que la projection d'un tel voxel subdivisé corresponde à  $1/2$  pixel de résolution 256, c'est-à-dire à un pixel de résolution 512. On effectue alors les itérations suivantes de l'algorithme, en pratique deux itérations, sur l'ensemble de ces voxels subdivisés.

Or, même après l'élimination d'un certain nombre de voxels, l'ensemble des voxels subdivisés se monte à environ 32 millions, ce qui reste un nombre très important, et se traduit par un coût non négligeable en temps de calcul. Une solution pourrait consister alors à éliminer plus de voxels pour diminuer encore le nombre de voxels subdivisés restants. Mais, si l'on va dans cette voie, on obtient alors des artefacts sur les images visualisées, en raison de la sous-représentation du volume des données prises en compte par l'algorithme de reconstruction d'image.

L'invention vise à apporter une solution à ce problème.

Un but de l'invention est de réduire le temps de calcul du processeur implémentant l'algorithme de reconstruction d'image tout en ne modifiant pas la qualité des images obtenues, c'est-à-dire en n'introduisant pas notamment d'artefacts dans les images.

L'invention propose donc un procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle d'un objet à partir d'un ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées dudit objet obtenues par différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet. Ce procédé comprend un étalonnage de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel entourant l'objet et décomposé en voxels, une acquisition dudit ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées, et une reconstruction de l'image tridimensionnelle à partir des images bidimensionnelles projetées acquises et d'un algorithme itératif de reconstruction algébrique d'image.

Selon une caractéristique générale de l'invention, on effectue

une première itération de l'algorithme avec une résolution d'image initiale prédéterminée de façon à obtenir à l'issue de cette première itération des premières valeurs de densité pour les voxels dudit volume. On subdivise une partie au moins desdits voxels du volume virtuel en plusieurs ensembles correspondant respectivement à des résolutions d'image différentes, multiples ou sous-multiples de la résolution initiale. Et, au sein de chaque itération suivante de l'algorithme, on applique successivement ledit algorithme à partir de chacun desdits ensembles de voxels.

En d'autres termes, l'invention prévoit d'appliquer l'algorithme itératif de reconstruction algébrique d'images sur un volume multi-résolutions. Dans ce volume, on sélectionne des voxels qui sont a priori représentatifs des objets d'intérêt à visualiser et on les divise de façon à augmenter la résolution. Les autres voxels, qui sont moins intéressants, car ne concernant pas directement les objets à visualiser, sont soit laissés identiques, soit regroupés au moins une fois de façon à diminuer la valeur de la résolution, mais sont toutefois utilisés pour les calculs de reconstitution d'image, ce qui permet d'obtenir en final des images de très bonne qualité avec un temps de calcul réduit.

Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, au cours de chaque itération suivante de l'algorithme, c'est-à-dire au cours de chaque itération à partir de la deuxième, on détermine pour chaque image projetée acquise, une image virtuelle en sommant successivement des images virtuelles élémentaires respectivement obtenues par les projections dans le plan d'acquisition de ladite image projetée acquise des ensembles correspondants de voxels.

Plus précisément, et notamment dans le but de réduire encore le temps de calcul, on élabore de préférence les images virtuelles élémentaires dans l'ordre croissant des valeurs de résolution en commençant par l'image virtuelle élémentaire correspondant à la valeur de résolution la plus faible (par exemple 64), et, après avoir déterminé une image virtuelle élémentaire, on effectue une modification d'échelle de façon à obtenir une image virtuelle dite "agrandie" dont la résolution correspond à celle de la prochaine image virtuelle élémentaire à déterminer, et on somme ladite image virtuelle agrandie avec ladite

prochaine image virtuelle élémentaire.

D'une façon générale, selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, on acquiert des images projetées bidimensionnelles ayant une résolution de base prédéterminée (par exemple  $r = 512$ ). On choisit une  
5 résolution initiale égale à un sous-multiple de la résolution de base (par exemple  $r/2 = 256$ ), et on choisit parmi lesdites résolutions différentes d'image, ladite résolution de base ( $r$ ), la résolution initiale ( $r/2$ ) et au moins une première résolution supplémentaire (par exemple  $r/4 = 128$ ) sous-multiple de la résolution initiale ( $r/2$ ).

10 Selon un mode de mise en oeuvre de l'invention, on élabore un premier seuil de densité en fonction d'un critère de sélection prédéterminé. On subdivise chaque voxel ayant une densité supérieure ou égale au premier seuil, en un premier nombre de voxels subdivisés, le premier nombre (typiquement 8) étant défini compte tenu du rapport entre  
15 la résolution de base et la résolution initiale, tous les voxels subdivisés formant un premier ensemble de voxels correspondant à ladite résolution de base ( $r = 512$ ). On regroupe certains au moins des voxels dont la densité est inférieure audit premier seuil et qui satisfont à un critère de regroupement prédéterminé, de façon à former des voxels regroupés  
20 formant un deuxième ensemble de voxels correspondant à ladite première résolution supplémentaire ( $r/4 = 128$ ), le nombre (typiquement 8) de voxels regroupés dans chaque groupe tenant compte du rapport entre la résolution initiale ( $r = 256$ ) et ladite première résolution supplémentaire (128). Et, les voxels dont la densité est inférieure audit premier seuil et qui  
25 ne satisfont pas au critère de regroupement prédéterminé forment un troisième ensemble de voxels correspondant à ladite résolution initiale (256).

A titre d'exemple, un voxel satisfait audit critère de regroupement si chacune des coordonnées du centre du voxel est un  
30 multiple de 2 et si la densité de chaque voxel voisin dudit voxel est inférieure audit premier seuil.

On peut également, de préférence, regrouper une fois de plus les voxels déjà regroupés, et qui satisfont audit critère de regroupement, de façon à former un quatrième ensemble de voxels correspondant à une  
35 deuxième résolution supplémentaire (par exemple 64) sous-multiple de la

première résolution supplémentaire (par exemple 128).

D'une façon générale, la partie des voxels du volume virtuel, que l'on subdivise, peut être obtenue en éliminant les voxels situés dans une couche d'épaisseur prédéterminée de la surface du volume. Il a en effet été observé que l'algorithme de reconstruction d'image tendait à créer des fortes densités sur le pourtour du volume et qui en fait ne correspondent pas à des objets d'intérêt à visualiser.

On peut également éliminer du volume virtuel, les voxels isolés dont la densité est supérieure à un deuxième seuil prédéterminé. En effet, il a été observé qu'un voxel isolé de forte densité ne correspondait pas à un objet d'intérêt.

Par ailleurs, après la première itération de l'algorithme, on affecte de préférence à chaque voxel dont la valeur de densité est supérieure ou égale à un troisième seuil prédéterminé, une valeur de densité égale à la valeur maximale de densité prise parmi les valeurs de densité dudit voxel et des voxels voisins. On effectue en d'autres termes ici, de préférence, une dilatation des voxels de forte densité, de façon à améliorer encore la qualité de la visualisation des objets d'intérêt.

D'autres avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de mise en oeuvre nullement limitatif, et des dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 illustre schématiquement un jeu d'images projetées bidimensionnelles autour d'un objet,
- la figure 2 illustre plus en détail l'acquisition de l'une de ces images projetées bidimensionnelles,
- la figure 3 est un organigramme d'un mode de mise en oeuvre du procédé selon l'invention, et
- la figure 4 illustre plus en détail une partie de l'organigramme de la figure 3.

Bien que l'invention n'y soit pas limitée, on va maintenant décrire l'application du procédé selon l'invention à la reconstruction d'une image angiographique tridimensionnelle d'un patient, en particulier sa tête.

Si l'on se réfère plus particulièrement aux figures 1 et 2, on voit que le système d'imagerie utilisable pour mettre en oeuvre l'invention

permet d'obtenir un ensemble d'images acquises bidimensionnelles  $IA_1$ - $IA_n$  obtenues en l'épèce par la rotation autour de la tête 1 d'un patient d'une source 2 à rayons X. En fait, comme il est classique en angiographie, chaque image acquise  $IA_i$  est une image soustraite qui est par exemple  
5 obtenue par une technique classique de soustraction logarithmique de deux radiographies prises sous la même incidence avant et après une injection d'un produit de contraste dans l'arbre vasculaire dont on souhaite reconstruire l'image tridimensionnelle.

Chaque image acquise  $IA_i$  est obtenue à partir d'un détecteur de  
10 rayonnement bidimensionnel, par exemple du type amplificateur de luminance utilisé en radiologie, disposé en vis-à-vis du tube à rayons X dans un plan dit plan de projection  $PP_i$ . Les différents plans de projection sont obtenus par les différentes positions angulaires du détecteur en rotation autour de la tête du patient. La normale  $XO_i$  au plan de projection  
15  $PP_i$  définit l'axe optique de l'image acquise  $IA_i$ . Le détecteur est relié à des moyens de traitement 3 comportant notamment des moyens d'échantillonnage reliés à un microprocesseur incorporant de façon logicielle dans sa mémoire de programme associé l'algorithme de reconstruction algébrique d'images utilisé dans l'invention et d'une façon  
20 générale tous les moyens fonctionnels permettant la mise en oeuvre du procédé selon l'invention.

Dans le cas d'un système d'imagerie à rayons X composé d'une source de rayons X et d'un détecteur bidimensionnel, l'opération géométrique intervenant dans la production de l'image acquise est une  
25 projection conique d'un objet analysé, déployé dans un espace à trois dimensions, sur un espace à deux dimensions qui est celui du plan de projection correspondant au plan de détection. Les paramètres géométriques décrivant complètement les diverses projections coniques doivent être connus. Or, il est souvent impossible et trop imprécis,  
30 d'accéder à ces paramètres de façon directe, c'est-à-dire, par exemple, en mesurant directement sur le système d'acquisition la distance entre la source de rayons X et le détecteur.

On appelle "étalonnage" d'un système d'imagerie, l'opération qui aboutit à la connaissance indirecte précise des paramètres  
35 géométriques qui interviennent dans la production d'une image. Le



principe, classique et connu, est basé sur l'utilisation d'un fantôme géométrique connu dans l'espace tridimensionnel, et dont on acquiert la projection bidimensionnelle. Plus précisément, l'étalonnage comporte les étapes suivantes :

- 5                   - on dispose d'un objet connu, le fantôme d'étalonnage, présentant un certain nombre de points caractéristiques dont la position dans l'espace est connue par des coordonnées mesurées par rapport à un repère propre à cet objet;
- on acquiert l'image de ce fantôme dans les conditions  
10 géométriques d'un point de vue (ou incidence) que l'on veut étalonner;
- on reconnaît les projections des points caractéristiques dans l'image. Pour cela on associe chaque point caractéristique de l'objet à sa trace dans l'image acquise projetée;
- on inverse, au sens mathématique, le système d'équation  
15 décrivant la projection;
- et on obtient finalement l'ensemble des paramètres de la projection pour le point de vue donné.

Une forme de fantôme d'étalonnage géométrique souvent utilisée est celle d'un cube, aux huit coins duquel sont disposées des billes  
20 métalliques opaques aux rayons X. L'étalonnage étant une opération connue de l'homme de métier, elle ne sera pas décrite plus en détails, d'autant que plusieurs publications ont déjà décrit le principe d'une calibration géométrique manuelle. On peut notamment citer les articles suivant :

- 25 (1) D.L. Parker, J.Wu, D.L Pope, R. Van Bree, G.R. Caputp and H.W. Marshall, "Three-dimensional reconstruction and flow measurements of coronary arteries using multi view digital angiography", in New Developmnts in Quantitative Coronary Arterography, J.C. Reiber and P.W. Serruys Eds., pp. 225-247, Kluwer Academic Publishers, 1988;
- 30 (2) D.J. Hawks, A.C.F. Colchester and C.R. Mol; "The accurate 3-D reconstruction of the geometric configuration of the vascular trees from X-ray recordings," in Physics and Engineering of Medical Imaging, R. Guzzardi Ed., Nijhoff, 1987.
- (3) M. Garreau, J-L Coatrieux, R. Collorec and C. Chardenon,  
35 "A Knowledge-based approach for 3-d reconstruction and labeling of

vascular networks from biplane angiographic projections", IEEE Medical Imaging, vol. 10, n°2, pp. 122-131, June 1991.

Il est également possible d'utiliser un procédé connu d'étalonnage géométrique automatique d'un système d'imagerie par rayons X, tel que celui décrit dans la demande de brevet français n° 93 00804. En bref, on utilise pour un tel étalonnage automatique un fantôme dans lequel les billes sont distribuées, de proche en proche, en une succession telle que des altitudes de billes, mesurées le long de l'axe de rotation du système d'imagerie, et surtout un axe du fantôme, soient monotones croissantes (ou décroissantes) avec un numéro d'ordre des billes dans la succession.

L'étalonnage du système d'imagerie permet notamment de déterminer l'axe moyen estimé  $Ax$  de rotation de l'appareil de prises de vues autour de l'objet ainsi que la position de la source 2 et les caractéristiques géométriques des axes optiques des différentes images acquises. L'étalonnage permet également de définir un volume virtuel  $VV$  (intersection des différents cônes de projection) entourant l'objet 1 et décomposé en éléments volumiques élémentaires  $Vi$  ou "voxels". Ce volume  $VV$ , et donc chaque voxel  $Vi$ , est spatialement repéré dans un référentiel, dénommé ci-après référentiel de calibration, dont l'un des axes, en l'espèce l'axe  $Z$ , est confondu avec l'axe de rotation estimé  $Ax$ . Il convient de noter ici que les plans de projection  $P_{Pi}$  dans lesquels se projettent les images acquises  $IA_i$  ne sont généralement pas parallèles à l'axe  $Z$ .

L'étalonnage permet également de définir pour chaque image acquise  $IA_i$  une matrice de projection  $P_i$  permettant de déterminer, pour chaque voxel  $Vi$  les coordonnées de sa projection (pixel) dans l'image acquise  $IA_i$  correspondante.

On va maintenant décrire en se référant plus particulièrement aux figures 3 et 4, un mode de mise en oeuvre du procédé selon l'invention.

L'algorithme de reconstruction algébrique d'image est appliqué directement sur les images acquises  $IA_i$  (obtenues après étalonnage 30 et acquisition 31) de façon à délivrer l'image tridimensionnelle reconstituée  $IF$ , typiquement après trois itérations.

On rappelle ici que le principe de base de l'algorithme de

reconstruction d'image selon l'invention consiste à initialiser les voxels du volume à une valeur initiale prédéterminée, par exemple la valeur nulle, et d'effectuer ensuite un certain nombre d'itérations, typiquement trois. Chaque itération comporte, pour chaque image acquise, la  
5 projection des voxels dans le plan de chaque image acquise de façon à obtenir une image virtuelle, la détermination de la différence entre le volume projeté (image virtuelle) et l'image acquise correspondante, puis la rétroprojection de cette différence dans le volume.

Généralement après trois itérations, on obtient pour chaque  
10 voxel une valeur estimée représentative de la densité de produit de contraste injecté dans les vaisseaux radiographiés, ce qui permet de visualiser en trois dimensions la cartographie de ces vaisseaux radiographiés (image IF).

Comme on le voit sur la figure 4, alors que la résolution de base  
15 des images acquises est typiquement égale à 512 (512 x 512 pixels), on ramène cette résolution de base à une résolution initiale moitié (256), ce qui revient à regrouper les voxels du volume par huit et à effectuer sur chaque image acquise un regroupement de pixels par groupes de quatre.

On effectue alors une première itération (étape 40) et l'on obtient  
20 pour chacun des voxels du volume VV1, des premières valeurs de densité.

Alors que l'on pourrait en théorie appliquer la deuxième  
itération directement sur ce premier volume VV1, il est particulièrement  
avantageux, de façon à diminuer le temps de calcul, d'éliminer déjà une  
partie des voxels de ce premier volume VV1.

25 Plus précisément, on procède à une élimination des voxels du pourtour du volume VV1 (étape 41). En pratique, cela revient à "peler" le volume, c'est-à-dire à retirer une couche superficielle de la surface du volume ayant par exemple une "épaisseur" de 3 voxels.

On procède ensuite à une élimination des voxels brillants isolés  
30 (étape 42). En d'autres termes, on élimine tous les voxels ayant une valeur de densité supérieure à un seuil prédéterminé et dont les voxels voisins ne présentent pas des valeurs de densité supérieures à ce seuil.

On effectue ensuite (étape 43) une dilatation des voxels  
brillants, c'est-à-dire une dilatation des voxels dont la valeur de densité  
35 est supérieure à un seuil prédéterminé  $t_3$ . En pratique, on affecte à chaque

voxel dont la valeur de densité est supérieure au seuil  $t_3$ , la valeur maximale de densité prise parmi la valeur de densité dudit voxel et les valeurs de densité des voxels voisins de ce voxel.

5 On obtient, après cette phase de prétraitement, un volume restant de voxels VV2 sur lequel on va effectuer deux itérations successives de l'algorithme de reconstruction d'image.

10 Avant d'effectuer la deuxième itération, on sélectionne parmi les voxels du volume VV2, ceux dont la valeur de densité est supérieure à un premier seuil prédéterminé  $t_1$ . On subdivise alors ensuite ces voxels en 8 (étape 44) de façon à obtenir des voxels subdivisés formant un premier sous-ensemble VV3 et correspondant à une résolution d'image double de la résolution initiale, c'est-à-dire à la résolution de base égale à 512. Parmi les voxels non subdivisés du volume VV2, on sélectionne ceux qui peuvent être regroupés compte tenu d'un critère de regroupement (étape 15 45). Cet ensemble de voxels regroupés par groupes de huit, va être destiné à former un deuxième sous-ensemble de voxels correspondant à une résolution moitié de la résolution initiale, c'est-à-dire à une résolution de 128.

Le critère de regroupement est le suivant :

20 Un voxel peut être regroupé avec les sept voxels voisins si les coordonnées de son centre sont chacune un multiple de deux et si la valeur de la densité de chacun des sept voisins du voxel est également inférieure au seuil  $t_1$ . Si l'une ou l'autre de ces deux conditions n'est pas réalisée, alors même si un voxel a une densité inférieure au seuil  $t_1$ , il ne peut pas 25 être regroupé et restera donc tel quel. A l'issue de ce premier regroupement, on obtient donc un sous-ensemble VV4 de voxels regroupés correspondant à une résolution de 128, ainsi qu'un sous-ensemble VV7 de voxels non regroupés et ayant une densité inférieure au premier seuil  $t_1$  et correspondant donc à une résolution de 256.

30 On va ensuite appliquer avantageusement le même critère de regroupement au sous-ensemble VV4, de façon à effectuer un deuxième regroupement de voxels déjà regroupés, de façon à obtenir un sous-ensemble VV6 de voxels issus du sous-ensemble VV4 et regroupés encore par groupes de huit, et correspondant donc à une résolution de 64.

35 Puisque le même critère de regroupement est appliqué, un voxel

du sous-ensemble VV4 pourra être regroupé avec ses sept voisins si ses coordonnées sont un multiple de deux et si chacun de ses sept voisins a également une densité inférieure au premier seuil  $t_1$ .

5 Les voxels du sous-ensemble VV4 qui n'ont pas pu être regroupés une deuxième fois forment alors le sous-ensemble VV5 correspondant donc à la résolution 128.

On procède ensuite (étape 47) à l'élaboration, pour chaque image acquise, d'une image virtuelle correspondant à la projection des voxels dans le plan d'acquisition de ladite image acquise.

10 Ceci étant, étant donné que le volume sur lequel on effectue cette projection est un volume multi-résolutions, on va en fait effectuer des projections successives à partir des sous-ensembles de voxels successifs de façon à définir des images virtuelles élémentaires que l'on va agrandir puis sommer aux projections élémentaires correspondant aux sous-ensembles suivants de voxels.

15 Plus précisément, à partir du sous-ensemble VV6 correspondant à la résolution 64, on élabore par projection une image virtuelle élémentaire de résolution 64. On divise alors chaque pixel en quatre de façon à obtenir quatre fois plus de pixels et à agrandir cette image virtuelle élémentaire de façon à la porter à la résolution 128.

20 On projette ensuite dans le même plan les voxels du volume VV5 (correspondant à la résolution 128), de façon à définir l'image virtuelle de résolution 128 que l'on somme pixel à pixel avec l'image virtuelle agrandie précédente, également de résolution 128.

25 On obtient alors une image sommée de résolution 128, dans laquelle on divise encore chaque pixel en quatre de façon à obtenir quatre fois plus de pixels, et de façon à obtenir donc une image agrandie virtuelle de résolution 256.

30 On projette les voxels du sous-ensemble VV7 de façon à obtenir l'image virtuelle élémentaire de résolution 256 que l'on somme à l'image agrandie de résolution 256, de façon à obtenir l'image virtuelle intermédiaire de résolution 256.

35 On agrandit enfin cette image intermédiaire de résolution 256, d'une façon analogue à ce qui vient d'être décrit, de façon à obtenir une image agrandie de résolution 512, que l'on somme pixel par pixel avec la

projection des voxels du sous-ensemble VV3, de façon à obtenir en final l'image virtuelle IVi, de résolution 512, et correspondant à la projection des voxels du volume VV2 dans le plan de l'image acquise IAI.

5 On effectue ensuite la différence entre l'image virtuelle IVi et l'image acquise IAI (étape 48).

On effectue enfin une rétro-projection de cette différence (étape 49) de façon à corriger respectivement les valeurs de densité des voxels des sous-ensembles respectifs VV3, VV5, VV6 et VV7.

10 On obtient donc des sous-ensembles corrigés VV30, VV50, VV60 et VV70.

Ces opérations de projections successives, de différence et de rétro-projection sont effectuées pour chacune des images acquises IAI.

On effectue ensuite une troisième itération et l'on obtient en final une représentation tridimensionnelle de l'objet radiographié.

15 L'algorithme de reconstruction d'image selon l'invention opère donc en ce qui concerne les deuxième et troisième itérations sur environ 7 millions de voxels qui se répartissent en environ 6 millions de voxels de résolution 512, 300.000 voxels de résolution 256, 82.000 voxels de résolution 128 et 100.000 voxels de résolution 64.

20 On obtient par conséquent une diminution du temps de reconstruction dans un facteur 4.

Par ailleurs, le premier seuil de détection  $t_1$  est prédéterminé en pratique de façon à avoir un nombre maximum de l'ordre de 6 millions, pour les voxels de résolution 512.

25 Ces voxels de résolution 512 correspondent aux vaisseaux sanguins radiographiés, tandis que les autres voxels correspondent aux zones adjacentes et plus éloignées.

30 En particulier, les voxels de résolution 64 correspondent, lorsqu'il s'agit d'une radiographie du cerveau, au demi-hémisphère du cerveau non concerné par l'injection du produit de contraste.

## REVENDICATIONS

1. Procédé de reconstruction d'une image tridimensionnelle d'un objet à partir d'un ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées dudit objet obtenues par différentes positions d'un appareil de prises de vues autour de l'objet, comprenant un étalonnage (30) de l'appareil dans lequel on élabore un volume virtuel entourant l'objet et décomposé en voxels ( $V_i$ ), une acquisition (31) dudit ensemble d'images projetées bidimensionnelles numérisées, et une reconstruction (33) de l'image tridimensionnelle à partir des images bidimensionnelles projetées acquises et d'un algorithme itératif de reconstruction algébrique d'image, caractérisé par le fait qu'on effectue une première itération de l'algorithme avec une résolution d'image initiale prédéterminée de façon à obtenir à l'issue de cette première itération des premières valeurs de densités pour les voxels dudit volume (VV1), on subdivise (44) une partie au moins (VV2) desdits voxels du volume virtuel en plusieurs ensembles (VV3, VV5, VV6, VV7) correspondant respectivement à des résolutions d'images différentes multiples ou sous-multiples de la résolution initiale, et au sein de chaque itération suivante de l'algorithme, on applique successivement ledit algorithme à partir de chacun desdits ensembles de voxels.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'au cours de chaque itération suivante de l'algorithme, on détermine pour chaque image projetée acquise, une image virtuelle ( $IV_i$ ) en sommant (47) successivement des images virtuelles élémentaires respectivement obtenues par les projections dans le plan d'acquisition de ladite image projetée acquise des ensembles correspondants de voxels.
3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé par le fait qu'on élabore les images virtuelles ( $IV_i$ ) élémentaires dans l'ordre croissant des valeurs de résolution en commençant par l'image virtuelle élémentaire correspondant à la valeur de résolution la plus faible, et par le fait qu'après avoir déterminé une image virtuelle élémentaire, on effectue une modification d'échelle de façon à obtenir une image virtuelle agrandie dont la résolution correspond à celle de la prochaine image virtuelle élémentaire à déterminer, et on somme ladite image virtuelle agrandie

avec ladite prochaine image virtuelle élémentaire.

5           4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'on acquiert des images projetées bidimensionnelles ayant une résolution de base prédéterminée ( $r = 512$ ), on choisit une résolution initiale ( $r/2$ ) égale à un sous-multiple de la résolution de base, et on choisit parmi lesdits résolutions différentes d'images, ladite résolution de base ( $r$ ), la résolution initiale ( $r/2$ ), et au moins une première résolution supplémentaire ( $r/4 = 128$ ) sous-multiple de la résolution initiale ( $r/2 = 256$ ).

10           5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'on élabore un premier seuil de densité ( $t_1$ ) en fonction d'un critère de sélection prédéterminé, par le fait qu'on subdivise chaque voxel ayant une densité supérieure ou égale au premier seuil en un premier nombre de voxels subdivisés, le premier nombre étant défini  
15           compte tenu du rapport entre la résolution de base et la résolution initiale, tous les voxels subdivisés formant un premier ensemble de voxels (VV3) correspondant à ladite résolution de base, par le fait qu'on regroupe certains au moins des voxels dont la densité est inférieure audit premier seuil et qui satisfont à un critère de regroupement prédéterminé, de façon à  
20           former des voxels regroupés formant ensemble un deuxième ensemble de voxels (VV5) correspondant à ladite première résolution supplémentaire, le nombre de voxels regroupés dans chaque groupe tenant compte du rapport entre la résolution initiale et ladite première résolution supplémentaire, et par le fait que les voxels dont la densité est inférieure  
25           audit premier seuil et qui ne satisfont pas au critère de regroupement prédéterminé forment un troisième ensemble de voxels (VV7) correspondant à ladite résolution initiale.

30           6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé par le fait qu'un voxel satisfait audit critère de regroupement si chacune des coordonnées du centre du voxel est un multiple de 2 et si la densité de chaque voxel voisin dudit voxel est inférieure audit premier seuil.

35           7. Procédé selon la revendication 5 ou 6, caractérisé par le fait qu'on regroupe (46) les voxels regroupés qui satisfont audit critère de regroupement de façon à former un quatrième ensemble de voxels (VV6) correspondant à une deuxième résolution supplémentaire sous-multiple



de la première résolution supplémentaire.

5        8. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la partie (VV2) des voxels du volume virtuel, que l'on subdivise (44), est obtenue en éliminant (41) les voxels situés dans une couche d'épaisseur prédéterminée de la surface du volume.

9. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la partie (VV2) des voxels du volume virtuel, que l'on subdivise, est obtenue en éliminant (42) les voxels isolés dont la densité est supérieure à un deuxième seuil prédéterminé.

10       10. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'après la première itération de l'algorithme, on affecte à chaque voxel dont la valeur de densité est supérieure à un troisième seuil prédéterminé ( $t_3$ ), une valeur de densité égale à la valeur maximale de densité prise parmi les valeurs de densité dudit voxel et des  
15       voxels voisins.

1/3

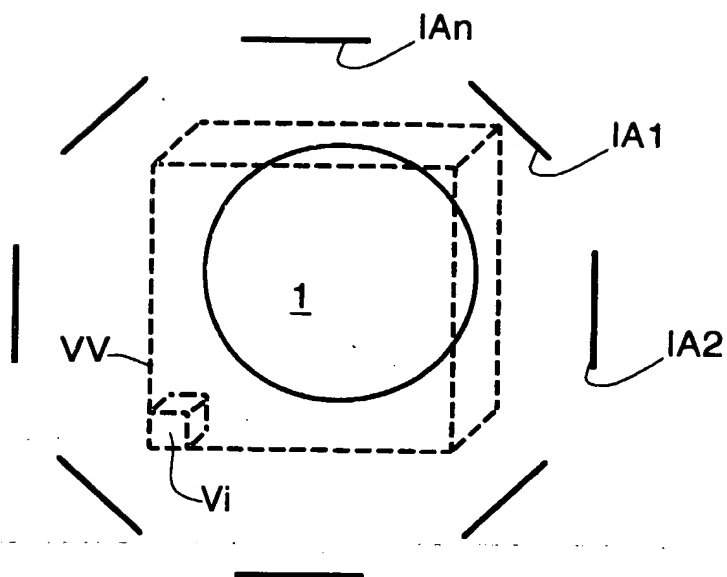
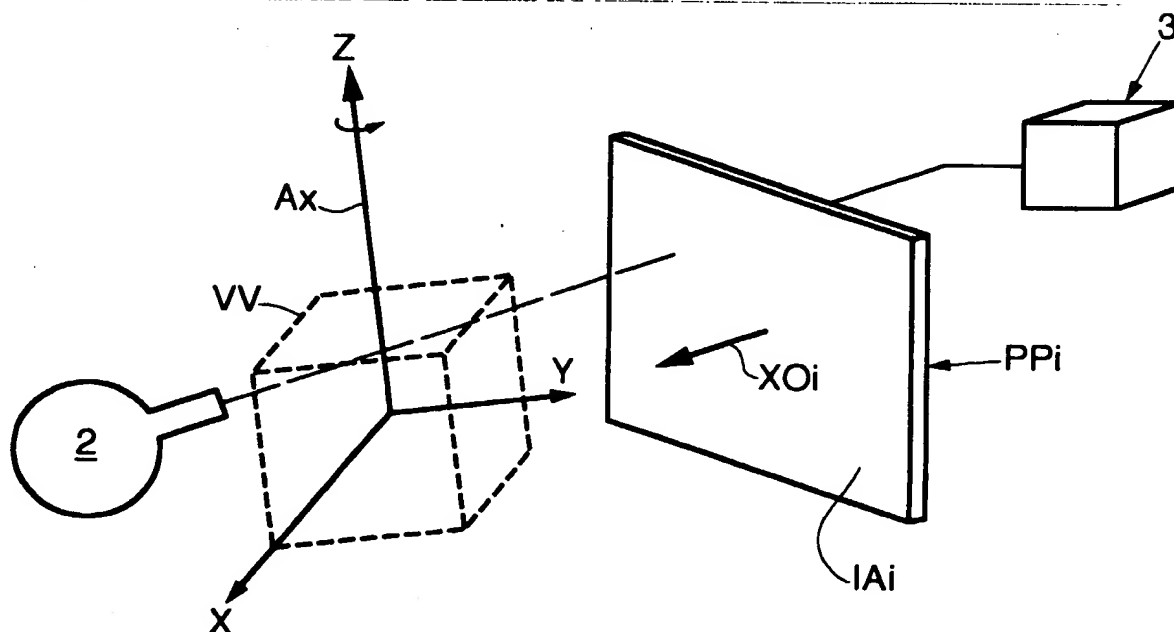
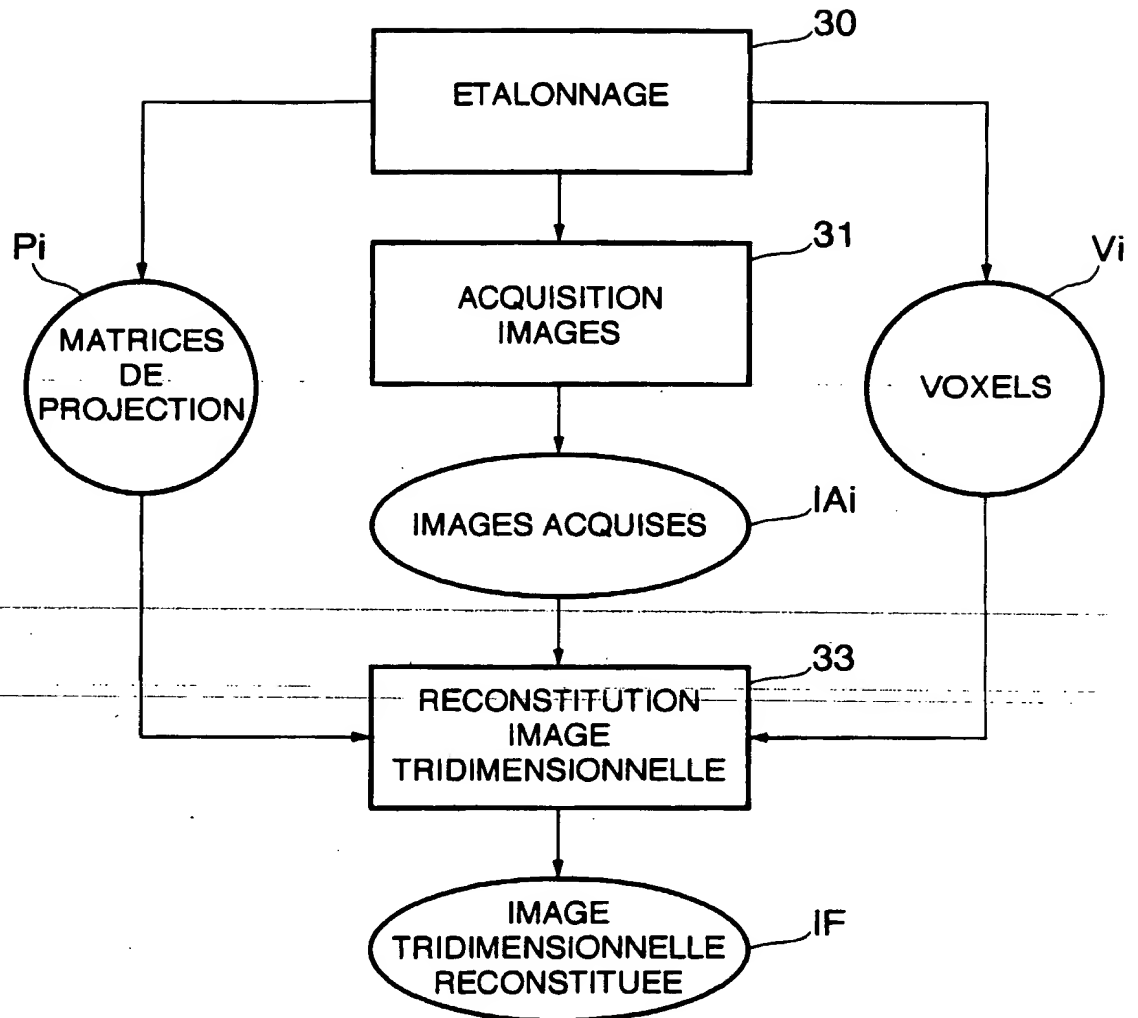
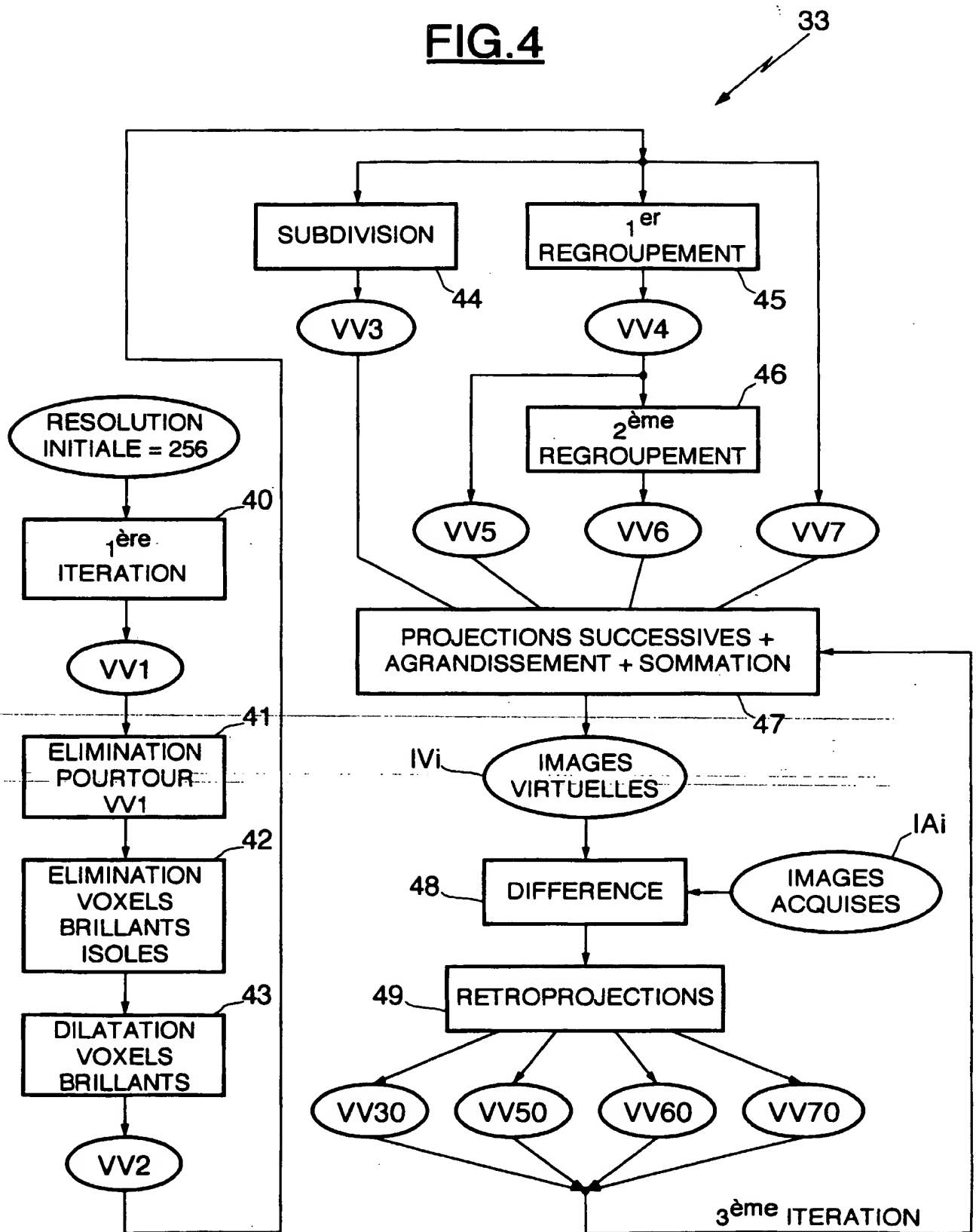
**FIG.1****FIG.2**

FIG.3

3/3

**FIG.4**

**INSTITUT NATIONAL  
de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE**

# RAPPORT DE RECHERCHE PRELIMINAIRE

N° d'enregistrement  
national

établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

FA 557996  
FR 9807371

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	WO 97 42592 A (NORTHROP GRUMMAN CORP) 13 novembre 1997 * abrégé * * page 7, ligne 19 - ligne 28 * * page 9, ligne 1 - ligne 17 * * page 14, ligne 33 - page 15, ligne 7 * ----	1-10
Y	FR 2 752 975 A (GE MEDICAL SYST SA) 6 mars 1998 * abrégé * * page 4, ligne 17 - ligne 30 * * page 10, ligne 5 - page 11, ligne 11 * ----	1-10
A	DELANEY A H ET AL: "MULTIRESOLUTION TOMOGRAPHIC RECONSTRUCTION USING WAVELETS" IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, vol. 4, no. 6, 1 juin 1995, pages 799-813, XP000533946 * abrégé * * page 804, alinéa V * * page 807, alinéa VI-B * ----	1-10
A	RABADI W A ET AL: "ITERATIVE MULTIRESOLUTION ALGORITHM FOR IMAGE RECONSTRUCTION FROM THE MAGNITUDE OF ITS FOURIER TRANSFORM" OPTICAL ENGINEERING, vol. 35, no. 4, avril 1996, pages 1015-1023, XP000632715 * page 1019, alinéa 6 * -----	1-10
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CL.6)
		G06T

Date d'achèvement de la recherche

**20 avril 1999**

Examineur

**Gonzalez Ordonez, 0**

**CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES**

X : particulièrement pertinent à lui seul

Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie

A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général

O : divulgation non-écrite

P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention

E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.

D : cité dans la demande

L : cité pour d'autres raisons

.....

& : membre de la même famille, document correspondant

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**